

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

cc879 U.S. PTO
10/035256
01/04/02

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 1月15日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-005995

出 願 人

Applicant(s):

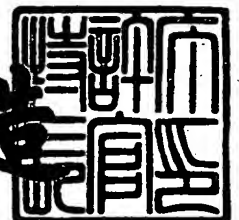
富士写真フイルム株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2001年11月 2日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出 証 名 号 出 証 特 2001-3097666

【書類名】 特許願

【整理番号】 888793

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

 【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

 【氏名】 小川 英二

【特許出願人】

 【識別番号】 000005201

 【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100100413

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 渡部 温

【選任した代理人】

 【識別番号】 100110777

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 宇都宮 正明

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 033189

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9909552

 【包括委任状番号】 0000020

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信する超音波送受信部と、

画像表示部に表示された画像上で所望の領域を設定するために用いられる領域設定部と、

前記超音波送受信部が受信した超音波に基づいて得られた画像データを、前記領域設定部を用いて設定された所望の領域について解析する画像解析部と、

前記超音波送受信部が受信した超音波に基づいて得られた画像データについて画像処理を行う画像処理部と、

被検体の部位に関する部位情報又は画像処理のルールに関する画像処理ルール情報を入力するための情報入力部と、

超音波の送受信において用いる送受信条件又は画像処理において用いる画像処理条件に関するパラメータを部位情報又は画像処理ルール情報に対応して記憶するパラメータ記憶部と、

前記画像解析部における解析結果と前記情報入力部に入力された部位情報又は画像処理ルール情報に対応するパラメータとに従って、前記超音波送受信部の送受信動作又は前記画像処理部の画像処理動作を制御する制御部と、

前記画像処理部において画像処理された画像データに基づいて画像を表示する画像表示部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】 前記画像処理部において画像処理された画像データに基づいて 3 次元画像データを構成して前記画像表示部に出力する 3 次元画像構成部をさらに具備する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記超音波送受信部において用いる送受信条件が、送信中心周波数と、送信周波数帯域と、超音波の送信フォーカス位置と、送信パワーと、受信感度との内の少なくとも 1 つの制御を規定することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記画像処理部において用いる画像処理条件が、画像データの階調処理と、レスポンス強調処理と、拡大又は縮小処理と、補間処理との内の少なくとも 1 つの制御を規定することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記超音波送受信部が、2 次元状に配列された複数の超音波検出素子であって、印加される超音波に基づいて、光源から入射された光を変調する前記複数の超音波検出素子を含むことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に超音波を送信して被検体から反射された超音波を受信し、受信した超音波が有する情報から得られる画像に基づいて医療診断を行うための超音波診断装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

一般的に、超音波診断画像の画質や品質を決定する要因としては、超音波の送受信条件や画像処理条件等がある。超音波の送受信条件としては、超音波の送信中心周波数、送信周波数帯域、送信フォーカス位置、送信パワー、受信感度等が挙げられる。また、画像処理条件としては、画像表示装置に表示するためのブライトネスやコントラストが挙げられる。これらの条件においては、被検体の部位ごとに適切な値が存在すると思われる。

【0 0 0 3】

従来、超音波の送受信条件や画像処理条件等のパラメータは、超音波診断装置に搭載されているオペレーションパネルからマニュアル入力し、画像を取得して表示する度に設定し直して最適化していた。このようなパラメータの最適化のための調整は、超音波プローブを走査させながら行わなければならない、超音波診断装置を操作する医者等にとっては非常に面倒で煩雑であった。

【0 0 0 4】

これを解決する手法として、被検体の部位ごとにある程度適切な条件を定め、その条件と画像から得られた解析情報とに基づいて送受信条件や画像処理条件を定めることも考えられる。この手法によれば、画像ごとに適切な送受信条件や画像処理条件を用いて超音波画像を表示することができる。しかしながら、画像の解析は一定の画像範囲において行われるので、観察したい範囲と解析範囲とが若干ずれた場合には、最適な条件からずれてしまう可能性がある。

【 0 0 0 5 】

一方、日本国特許出願公開（特開）平 5 - 2 4 0 9 1 9 号公報には、放射線画像を表す画像信号に画像処理を施して再生する放射線画像再生装置において、放射線画像上に所望の関心領域（ROI: region of interest）を設定した場合に、この領域内の放射線画像の画像処理を簡単な操作により行うことができるようにする手法が記載されている。しかしながら、放射線画像再生装置は、既に取得された静止画像データに対して画像処理を行うものであり、この手法は、超音波診断装置のように動画像を取得して表示するシステムに対応するものではない。

【 0 0 0 6 】

また、特開平 6 - 2 0 5 7 8 0 号公報には、注目する領域のコントラストの度合いを検索し、その領域に適したコントラスト強化を常時行うことができる超音波画像処理装置が記載されている。しかしながら、注目する領域において一律にコントラスト強化処理を行うだけでは、それぞれの部位等に合った階調処理を行うことはできない。

【 0 0 0 7 】

【発明が解決しようとする課題】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、画面中の関心領域において画像を最適にする送受信条件や画像処理条件を、被検体のそれぞれの部位等について簡単に設定できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に超音波

を送信して被検体から反射された超音波を受信する超音波送受信部と、画像表示部に表示された画像上で所望の領域を設定するために用いられる領域設定部と、超音波送受信部が受信した超音波に基づいて得られた画像データを、領域設定部を用いて設定された所望の領域について解析する画像解析部と、超音波送受信部が受信した超音波に基づいて得られた画像データについて画像処理を行う画像処理部と、被検体の部位に関する部位情報又は画像処理のルールに関する画像処理ルール情報を入力するための情報入力部と、超音波の送受信において用いる送受信条件又は画像処理において用いる画像処理条件に関するパラメータを部位情報又は画像処理ルール情報に対応して記憶するパラメータ記憶部と、画像解析部における解析結果と情報入力部に入力された部位情報又は画像処理ルール情報に対応するパラメータとに従って、超音波送受信部の送受信動作又は画像処理部の画像処理動作を制御する制御部と、画像処理部において画像処理された画像データに基づいて画像を表示する画像表示部とを具備する。

【 0 0 0 9 】

上記構成によれば、関心領域における画像データの解析結果と、入力された部位情報又は画像処理ルール情報に対応するパラメータとに従って超音波の送受信又は画像処理を行うので、画面中の関心領域において画像を最適にする送受信条件や画像処理条件を被検体のそれぞれの部位等について簡単に設定でき、効率良く診断に適した画像が得られる。

【 0 0 1 0 】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基いて本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、この超音波診断装置は、システム全体を制御するシステム制御部 1 0 と、システム制御部 1 0 の制御の下で超音波送受信部における超音波の送受信条件の制御を行う送信周波数制御回路 1 1、送信遅延制御回路 1 2、送信パワー制御回路 1 3、受信感度制御回路 1 4、受信遅延制御回路 1 5 とを含んでいる。

【 0 0 1 1 】

また、システム制御部 1 0 には、パラメータ設定部 1 が接続されたパラメータ記憶部 2 と、情報入力部 3 と、領域設定部 4 とが接続されている。パラメータ設定部 1 を用いることにより、超音波の送受信条件や画像処理条件を定めるパラメータが、被検体の部位に対応して予め設定される。これにより、パラメータ記憶部 2 には、被検体の部位ごとに最適なパラメータセットが、その部位を表す部位情報に対応して記憶される。また、パラメータ記憶部 2 には、画像処理のルールを表す画像処理ルール情報に対応してパラメータセットを記憶しても良い。

【 0 0 1 2 】

さらに、領域設定部 4 を用いることにより、画面における所望の関心領域（ROI: region of interest）を設定することが可能である。この関心領域は、画像データの解析を行う画像領域を規定している。システム制御部 1 0 は、この解析結果と情報入力部 3 に入力された部位情報又は画像処理ルール情報に対応するパラメータとに従って、超音波の送受信条件又は画像処理条件を決定する。

【 0 0 1 3 】

超音波を送受信するために、本実施形態に係る超音波診断装置は、送信のために用いる信号を発生する信号発生器 2 0 と、この信号を増幅及び遅延することにより駆動信号を出力する複数の送信駆動回路 3 0 と、これらの駆動信号に基づいて超音波を被検体に送信し、被検体から反射された超音波を受信して検出信号を出力する探触子 4 0 と、これらの検出信号を増幅する複数のアンプ 5 0 と、検出信号に所望の遅延を与える受信遅延回路 6 0 と、検出信号の対数変換を行うログ（log）変換回路 6 1 と、検出信号の検波を行う検波回路 6 2 とを含んでいる。

【 0 0 1 4 】

探触子 4 0 は、複数の超音波トランスデューサにより構成される 1 次元又は 2 次元の超音波トランスデューサアレイを含んでいる。超音波トランスデューサとしては、PZT や PVD F 等の圧電素子を用いても良いし、受信用に光検出方式の 2 次元センサアレイを用いても良い。なお、光検出方式の 2 次元センサアレイ

については後で詳しく説明する。

【 0 0 1 5 】

送信系回路において、送信周波数制御回路 1 1 は、信号発生器 2 0 から出力される信号の中心周波数と周波数帯域とを制御する。また、送信遅延制御回路 1 2 は、複数の送信駆動回路 3 0 から出力される駆動信号の遅延時間を制御する。これにより、探触子 4 0 に含まれている複数の超音波トランスデューサが、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ超音波を、被検体に向けてそれぞれ送信する。このような複数の超音波の波面合成により、特定の送信フォーカスを有する超音波ビームが形成される。さらに、送信パワー制御回路 1 3 が、複数の送信駆動回路 3 0 から出力される駆動信号の振幅を制御することにより、超音波の送信パワーが制御される。

【 0 0 1 6 】

受信系回路において、受信感度制御回路 1 4 が複数のアンプ 5 0 のゲインを制御することにより、受信感度が制御される。また、受信遅延制御回路 1 5 は、受信遅延回路 6 0 における検出信号の遅延時間を制御する。受信遅延回路 6 0 の出力信号は、ログ変換回路 6 1 によって対数変換され、検波回路 6 2 によって検波された後、A/D変換回路 6 3 によってデジタル画像データに変換されて画像メモリ 6 4 に記憶される。

【 0 0 1 7 】

このようにして得られた画像データは、画像解析部 6 5 によって解析される。この解析は、超音波の送受信で得られた画像データによって表される画面の内、領域設定部 4 を用いて設定された所望の関心領域 (R O I) に含まれている画像データのみに対して行われる。具体的には、R O I に含まれている画像データを規格化するために用いる規格化パラメータの算出や、受信した超音波が被検体において反射された位置 (深さ) の認識等の内の、少なくとも 1 つの解析を行う。システム制御部 1 0 は、画像解析部 6 5 の解析結果と、情報入力部 3 に入力された部位情報又は画像処理ルール情報に対応するパラメータとに基づいて、超音波送受信部の送受信動作と画像処理部 6 6 の画像処理動作との内の少なくとも一方を制御する。

【 0 0 1 8 】

次に、画像処理部 6 6 において、画像データに対して画像処理が施される。画像処理としては、規格化处理、非線型階調処理、レスポンス強調処理、拡大・縮小・補間処理等が該当する。3 次元画像を表示する場合には、3 次元画像構成部 6 7 において、画像メモリ 6 4 に蓄積された複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータ (v o x e l d a t a) を生成する。

【 0 0 1 9 】

さらに、D S C (デジタル・スキャンコンバータ) 6 8 において、セクタスキャンやリニアスキャン等の様々な走査方式によって得られた画像データを T V (テレビジョン) 信号の走査に用いる画像データに変換して、一般のモニタで観察できるようにする。また、D S C 6 8 において、フレームレートの調整も行われる。D S C 6 8 によって変換された画像データは、D / A 変換回路 6 9 においてアナログ信号に変換され、画像表示部 7 0 に表示される。画像表示部 7 0 は、カラー画像の表示が可能なものであることが望ましい。なお、本実施形態においては、画像メモリ 6 4、画像解析部 6 5、画像処理部 6 6 を A / D 変換回路 6 3 と D S C 6 8 との間に設けることにより規格化段階におけるデータ量を低減しているが、これらを D S C 6 8 と D / A 変換回路 6 9 との間に設けても良い。

【 0 0 2 0 】

次に、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図 1 及び図 2 を参照しながら説明する。

図 2 に示すステップ S 1 1 において、オペレータが被検体の部位に関する部位情報又は画像処理のルールに関する画像処理ルール情報を情報入力部 3 に入力すると、予め部位情報又は画像処理ルール情報に対応して記憶部 2 に記憶されている送受信条件パラメータや画像処理条件パラメータが、システム制御部 1 0 によって読み出される (ステップ S 1 2) 。

【 0 0 2 1 】

読み出された送受信条件パラメータに従って、送信周波数制御回路 1 1 が、信号発生器 2 0 が発生する信号の中心周波数及び周波数帯域を制御し、送信遅延制御回路 1 2 が、送信駆動回路 3 0 における駆動信号の遅延時間を制御し、送信パ

ワ制御回路 1 3 が、送信駆動回路 3 0 が出力する駆動信号の振幅を制御する。また、受信感度制御回路 1 4 が、アンプ 5 0 のゲインを制御し、受信遅延制御回路 1 5 が、受信遅延回路 6 0 における検出信号の遅延時間を制御する。このように、送受信条件パラメータに従って、超音波の送信中心周波数、送信周波数帯域、送信フォーカス位置、送信パワー、受信感度等の送受信条件が設定され、その送受信条件の下で超音波の送受信が行われる（ステップ S 1 3）。

【 0 0 2 2 】

検出信号を A / D 変換することにより得られた画像データは、フレーム単位で画像メモリ 6 4 に蓄積される（ステップ S 1 4）。さらに、画像データは、D S C 6 8 によって走査フォーマットの変換及びフレームレートの調整が行われ、D / A 変換回路 6 9 においてアナログ信号に変換されて、画像表示部 7 0 に表示される（ステップ S 1 5）。

【 0 0 2 3 】

オペレータは、表示された画像を見ながら、領域設定部 4 を用いて所望の関心領域（R O I）を設定する（ステップ S 1 6）。この設定は、例えば、ポインタ等を用いて領域の中心を指定したり、閉領域を指定することにより行うことができる。画像解析部 6 5 は、設定された R O I に対応する画像領域の画像データを解析して、輝度の最大値、最小値、平均値等の所定の特徴量を求める（ステップ S 1 7）。システム制御部 1 0 は、画像解析部 6 5 における解析結果と、情報入力部 3 に入力された部位情報又は画像処理ルール情報に対応するパラメータとに従って、超音波の送受信条件と画像処理条件との内の一方又は両方を決定し、必要な場合にはこれらを変更する（ステップ S 1 8 a、S 1 8 d）。

【 0 0 2 4 】

ステップ S 1 8 a において超音波の送受信条件が変更された場合には、再び超音波の送受信を行い（ステップ S 1 8 b）、得られた画像データは、フレーム単位で画像メモリ 6 4 に蓄積される（ステップ S 1 8 c）。その後、ステップ S 1 9 において、画像処理部 6 6 による画像処理が行われる。一方、ステップ S 1 8 d において画像処理条件が変更され、超音波の送受信条件が変更されなかった場合には、ステップ S 1 8 d の次に、ステップ S 1 9 において画像処理が行われる

【0025】

画像処理としては、システム制御部10が決定した画像処理条件に従って、少なくとも規格化処理が行われる。これ以外に、非線型階調処理、レスポンス強調処理、拡大・縮小・補間処理等を行うようにしても良い。

【0026】

次に、ステップS20において画像が再び表示される。ここで、画面全体を表示しても良いし、ROI内の画面のみを表示しても良い。オペレータは、表示された画像を見ながら判定を行う（ステップS21）。オペレータは、表示された画像が不満であれば、ステップS11に戻って、部位情報又は画像処理ルール情報を入力し直せば良い。一方、オペレータが表示された画像に満足すれば、条件を固定して、次のフレーム以降は連続的に画像を表示させることができる。

【0027】

次に、各種のパラメータによって設定可能な条件について詳しく説明する。超音波の送受信条件として、まず、送信中心周波数及び送信周波数帯域について説明する。診断すべき被検体の部位が被検体表面から近い場合には、例えば、周波数10MHz程度の超音波を用いても減衰はそれ程生じない。一方、診断すべき被検体の部位が被検体表面から遠い場合には、周波数10MHz程度の超音波は大幅に減衰してしまうので、例えば、送信中心周波数を3.5MHz程度とし、送信周波数帯域を5～6MHz程度とする。

【0028】

次に、送信フォーカス位置について説明する。被検体の部位によって被検体表面からの距離が異なるので、探触子（プローブ）から垂直方向にどの程度深い位置で送信ビームをフォーカスさせるかを部位によって変化させる必要がある。フェーズドアレイトランスデューサを用いれば、送信する素子の数や遅延時間を制御して、フォーカス位置を設定することができる。パラメータとしては、浅、中、深のように数段階に分けても良いし、5cm以内、5～10cm、10～20cmのように実際の寸法で指定しても良い。

【0029】

送信パワーは、トランスデューサに印加する駆動信号の電圧値によって設定することができる。パラメータとしては、弱、中、強のように数段階に分けても良いし、若しくは10段階に分けても良いし、%表示のように、与える電圧の規格化値で指定しても良い。

【0030】

また、受信感度は、受信系回路のアンプのゲインを制御することによって変更することができる。アンプのゲインは、被検体表面から診断すべき部位までの距離に応じて設定することができる。パラメータとしては、観察したい部位を、浅、中、深のように数段階に分けても良いし、5cm以内、5～10cm、10～20cmのように実際の寸法で指定しても良い。これに基づき、指定された領域に対応する検出信号の処理時のゲインを高めるようにする。

【0031】

次に、画像処理条件として、まず、階調処理について説明する。出力データと入力データとの関係を規定するルックアップテーブル（LUT）を用いてデータの変換を行うことにより、非線形変換を含む様々な階調処理を行うことができる。また、様々な種類のLUTを準備し、部位に応じて使い分けることにより、診断に効果的な画像を提供することができる。

【0032】

LUTとしては、例えば、図3に示すような基準LUTを用いることができる。図3の（a）は、入出力の値が等しくなる線形変換を示している。図3の（b）は、中間輝度領域におけるコントラストを強調する非線形変換を示しており、ここでは、中間輝度領域における入出力のコントラストが約3倍に拡大されている。図3の（c）は、低輝度領域におけるコントラストを強調する非線形変換を示している。

【0033】

さらに、図4に示すように、基準LUTにおける基準線を回転又は平行移動させたものを用いても良い。図3の（a）は、基準線を回転させる例を示しており、その変換特性は、階調タイプ（GT）、回転中心（GC）、回転量（GA）のパラメータによって決定される。図3の（b）は、基準線を平行移動させる例を

示しており、その変換特性は、階調タイプ（GT）及び階調シフト量（GS）のパラメータによって決定される。

【0034】

次に、レスポンス強調処理について説明する。レスポンス強調処理には、非鮮鋭マスク処理や微分処理が含まれる。また、多重解像度にデータを分解してから処理して再合成したり、濃度ごとの非線形テーブルを組み合わせた処理を行うことが可能である。

【0035】

非鮮鋭マスク処理は、次式で表される。

$$Q_L(x, y)$$

$$= Q(x, y) + K(Q(x, y)) \times [Q(x, y) - Q_{us}(x, y)]$$

ここで、 Q 、 Q_{us} 、 Q_L は、超音波の送受信によって得られた原画像、非鮮鋭画像、処理画像を表し、 K は強調の度合いを決める重み係数を表している。

【0036】

これらの画像の周波数特性を、図5の（a）に示す。画像の周波数成分の内で最も強調される成分の周波数は、非鮮鋭マスクのサイズによって決まる。即ち、大きいサイズのマスクを用いれば、非鮮鋭画像の応答がより低い周波数側から小さくなり、 $(Q - Q_{us})$ 及び Q_L の応答ピークが低周波数側へ移動して、低い周波数がより強調される。逆に、小さいサイズのマスクを用いれば、高い周波数がより強調される。このように、非鮮鋭マスクのサイズを変化させることにより、診断に重要な周波数帯域を強調し、診断目的に適した超音波画像を得ることができる。図5の（b）に示すように、重み係数 K は、定数でも原画像 Q の関数でも良い。重み係数 K を原画像 Q の関数とする場合には、データ値に依存したレスポンス強調処理を行うことができるので、偽画像や雑音の発生を抑圧することができる。

【0037】

次に、データ解析と規格化について説明する。被写体の差などによる画像ごとのバラツキは部位情報のみでは特定できないので、予め設定したパラメータを用いるだけでは最適な条件とならず、所望の画像が得られない場合もある。そこで

、取得した画像データの可視化範囲を規定するため、階調処理及びレスポンス強調処理の前段で、データの規格化を行うことが効率的である。規格化を行うためには、図 1 に示す画像解析部 6 5 において、超音波の送受信によって得られた画像データを解析して規格化パラメータを算出し、画像処理部 6 6 において、算出された規格化パラメータと部位ごとの規格化ルールとに基づいて線形規格化処理を行う。

【 0 0 3 8 】

画像解析部 6 5 において解析する領域は、予め部位ごとに規定した所定の領域である。情報入力部 3 から入力された部位情報に基づいて、解析領域が設定される。例えば、画像全体とか、画像の中心付近 1 0 c m 四方とか、画像の深さ 5 c m を中心に 5 c m 四方の領域と画像の深さ 1 5 c m を中心に 5 c m 四方の領域との解析結果を複合することもあり得る。

【 0 0 3 9 】

画像解析部 6 5 は、ヒストグラム解析により、ピークの検出や、輝度の最大値、最小値、平均値等の規格化パラメータの算出を行う。図 6 においては、規格化のために用いられる 2 種類の最大値 $m a x 1$ 及び $m a x 2$ と、2 種類の最小値 $m i n 1$ 及び $m i n 2$ とが示されている。部位ごとの規格化ルールに従い、例えば、肝臓の画像データに対しては、最大値 $m a x 1$ と最小値 $m i n 2$ との間の領域が出力レンジいっぱいとなるように線型変換が行われ、心臓の画像データに対しては、最大値 $m a x 2$ と最小値 $m i n 2$ との間の領域が出力レンジいっぱいとなるように線型変換が行われる。ここで、 $m a x 1$ 、 $m a x 2$ 等は、ヒストグラムの最大値から一定のデータ量のみシフトさせた値としても良いし、ヒストグラムの形状を解析し、最大値から最小値側に向けて 2 つ目の山の位置の値とすること等によっても決定できる。

【 0 0 4 0 】

画像解析に用いるフレームを選択するに当っては、例えば、次の 3 通りのやり方が考えられる。

(1) 探触子（プローブ）を置く位置にかかわらず、定期的に所定の時間間隔で得たフレームを解析し、規格化処理を行うという作業を繰り返す。この場合には

、トリガ信号発生器が必要になる。

(2) 解析用のデータ取得スキャンである旨を認識させる。そのための信号は、パネルや探触子から入力する。この場合には、信号入力器が必要になる。

(3) 探触子の動きを検出し、探触子が停止した際のスキャンデータを画像解析用データとして解析する。そのための信号は、パネルや探触子から入力する。この場合には、探触子の動きを検出するためのセンサが必要になる。

【0041】

次に、非検体の部位ごとのパラメータ設定例について説明する。

肝臓は、深さ2～3 cmから15 cm位までに存在する部位であり、超音波の送信フォーカス位置も受信感度も中深度領域に合わせる。肝臓の実質的な領域の画像データが低輝度領域に多く存在するので、低輝度領域の階調を高める。超音波エコー信号のレベルが大きい浅い領域の情報は不要なので、高輝度領域の階調特性は寝かせる方がよい。肝臓の超音波診断においては、主に、太い血管の様子やしゅ瘤の有無を判断するので、レスポンス強調処理において高周波の強調は不要である。従って、パラメータは次のように設定する。送信フォーカス位置は中深度、送信パワーは中、受信感度は中深度のゲインを大きくし、階調処理は低輝度領域で階調特性を立たせて高輝度領域の階調特性は寝かせ、レスポンス強調処理は低周波領域のみを強調する。

【0042】

一方、四肢血管は、非常に浅いところにあり、細い血管等の走行を観察する必要がある。即ち、浅い領域の高周波信号に注目する必要がある。従って、パラメータは次のように設定する。送信フォーカス位置は浅深度、送信パワーは小、受信感度は浅深度のゲインを大きくし、階調処理は全体的に寝かせ、レスポンス強調処理は低周波から高周波までを強調する。

【0043】

次に、超音波の受信に光検出方式の2次元センサアレイを用いる場合の構成について説明する。光検出方式の2次元センサアレイとして、以下に4つの例を述べる。

(1) 光ファイバーアレイを用いた例

図 7 に、先端に超音波検出素子を設けた光ファイバーアレイを用いた 2 次元センサアレイを含む超音波診断装置の一部を原理的に表す。図 7 において、光ファイバーアレイ 1 1 3 は、微細な光ファイバー 1 1 3 a、1 1 3 b、1 1 3 c・・・の断面を 2 次元マトリックス状に配列させたものである。また、先端に設けられた超音波検出素子 1 1 4 は、例えば、各々の光ファイバーの先端にそれぞれ形成されたファブリーペロー共振器（F P R と略称）1 1 4 a、1 1 4 b、1 1 4 c・・・又はファイバーブラッググレーティングにより構成される。

【 0 0 4 4 】

光源 1 1 1 から発生した光は、分光器 1 1 2 を通過し、光ファイバーアレイ 1 1 3 に入射する。それぞれの光ファイバーに入射した光は、F P R の両端に形成されたハーフミラー（図中右端）及び全反射ミラー（図中左端）により反射される。この全反射面は、超音波検出素子 1 1 4 に印加される超音波により幾何学的変位を受けるので、反射光はこれにより変調されて、再び分光器 1 1 2 に入射する。分光器 1 1 2 に入射された反射光は、直接あるいは光ファイバー等を通して、又はレンズ等の結像系 1 1 5 を介して、光検出器 1 1 6 に結像する。

【 0 0 4 5 】

（ 2 ） 光ヘテロダイン干渉光学系を用いた例

図 8 に、光路差長を有する光ヘテロダイン干渉光学系を用いた 2 次元センサアレイを含む超音波診断装置の一部を原理的に表す。超音波が入射すると、レーザ共振器 1 5 0 の全反射ミラー 1 5 1 が変位し、全反射ミラー 1 5 1 と透過ミラー 1 5 3 との間隔が変化する。このとき、レーザ活性物質 1 5 2 の両脇に設置された 2 枚のミラー間で生じる定常波の振動数即ち共振周波数が変化し、レーザの発振周波数も偏移する。このレーザ光が干渉光学系 1 6 0 に入射すると、分光器 1 6 1 を透過し、部分反射ミラー 1 6 2 及び分光器 1 6 1 で反射し、レンズ 1 6 5 を介して光検出器 1 6 6 に入る光ビーム L 2 と、部分反射ミラー 1 6 2 を透過し、周波数シフター 1 6 3 及びプリズム 1 6 4 を通過し、再び部分反射ミラー 1 6 2 を透過し、分光器 1 6 1 で反射し、レンズ 1 6 5 を介して光検出器 1 6 6 に入る光ビーム L 3 との間で光路差長が生じる。

【 0 0 4 6 】

ここで、時間的に発振周波数が偏移する光ビームが光路差長のある光ヘテロダイン干渉光学系に入ると、元の光ヘテロダイン干渉信号の周波数を中心として、時間遅延分に相当する発振周波数の変化分だけシフトした周波数のビート信号が生じる。この周波数変調されたビート信号をアンプ 1 7 1 で増幅し、復調手段 1 7 2 で復調し、得られた復調信号を積分処理手段 1 7 3 で積分処理すれば、周波数の変化即ち超音波の波形を再現できる。この波形は波形表示部 1 7 4 に表示され、同時に波形記憶部 1 7 5 に記憶される。

【 0 0 4 7 】

(3) エバネセント場を用いた例

図 9 に、反射界面近傍のエバネセント場に存在する物体が超音波を受けて振動することによりエバネセント光の光量が増加することを利用した超音波トランスデューサを含む超音波診断装置の一部を原理的に表す。図 9 において、超音波トランスデューサは、プリズム 1 3 3、間隙部 1 3 4、オブティカルフラット 1 3 5、及び間隙を作るためのスペーサ 1 3 6 より構成される。超音波がオブティカルフラット下面より入射すると、プリズム底面の全反射光の光量が超音波の音圧強度に依存して変化する。従って、レーザ共振器 1 3 1 とビーム拡大器 1 3 2 とから構成される光源 1 3 0 より出射される拡大されたレーザ光でプリズム底面を照射し、その全反射光強度分布を光検出器 1 4 0 で読み出すことにより、超音波の空間分布及び時間変化を計測する。

【 0 0 4 8 】

(4) 光検出方式の 2 次元センサアレイと超音波送信部とを一体化した例

光検出方式の 2 次元センサアレイは超音波を発信する機能を持たないため、圧電素子等を用いた超音波送信部と一体化させることにより、1 つの探触子（プローブ）において超音波送受信部を形成することも考えられる。図 1 0 に、そのような探触子の一例を示す。図 1 0 においては、反射界面近傍のエバネセント光の光量がエバネセント場に存在する物体が超音波を受けて振動することにより変化することを利用した超音波トランスデューサに、超音波送信部として圧電素子（P Z T）を取り付けてある。オブティカルフラット 1 3 5 に吸音層 1 4 2 を介して圧電素子（P Z T）1 4 1 を取り付け、音響レンズ 1 4 3 により集束ビームを

形成する。

【0049】

再び図1を参照すると、システム制御部10は、超音波の送信から一定時間経過後に検出信号を取り込むように制御する。この過程を、データ取り込み開始時間をずらして繰り返し、複数回データを取得することで、複数枚の2次元フレームデータ（面データ）を取得できる。取得した複数枚の2次元フレームデータは画像メモリ64に蓄積され、それらのデータをもとに、3D画像構成部90において3次元データが構成される。

【0050】

【発明の効果】

以上述べた様に、本発明に係る超音波診断装置によれば、画面中の関心領域において画像を最適にする送受信条件や画像処理条件を被検体のそれぞれの部位等について簡単に設定でき、効率良く診断に適した画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】

本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作の例を示すフローチャートである。

【図3】

本発明の一実施形態に係る超音波診断装置において用いる基準ルックアップテーブルの例を示す図である。

【図4】

基準ルックアップテーブルにおける基準線の回転及び平行移動を示す図である。

【図5】

本発明の一実施形態において用いる非鮮鋭マスク処理について説明するための図である。

【図6】

本発明の一実施形態において用いる規格化处理について説明するための図である。

【図 7】

本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 1 の例を示す図である。

【図 8】

本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 2 の例を示す図である。

【図 9】

本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 3 の例を示す図である。

【図 1 0】

本発明の一実施形態において用いることができる光検出方式の第 4 の例を示す図である。

【符号の説明】

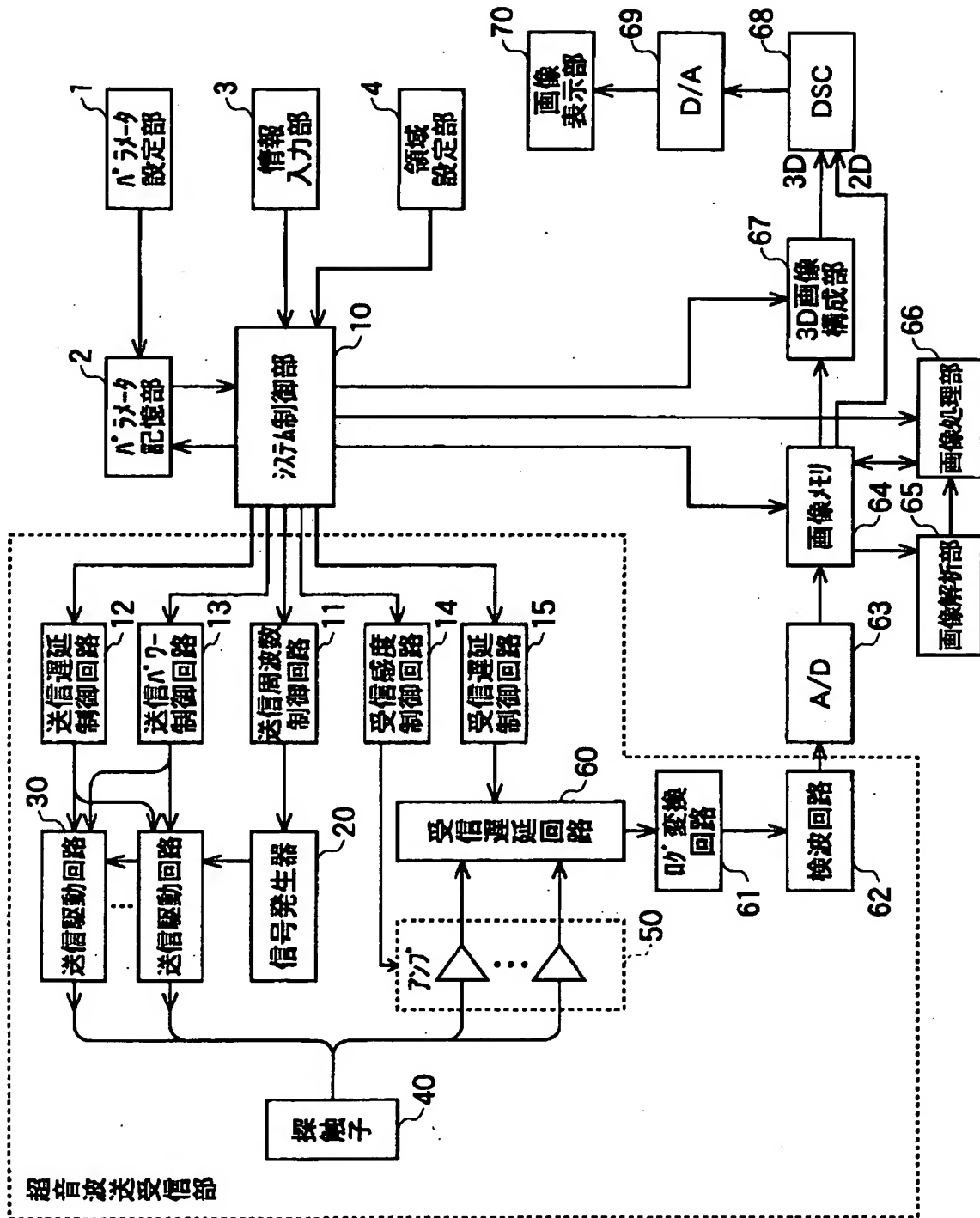
- 1 パラメータ設定部
- 2 パラメータ記憶部
- 3 情報入力部
- 4 領域設定部
- 1 0 システム制御部
- 1 1 送信周波数制御回路
- 1 2 送信遅延制御回路
- 1 3 送信パワー制御回路
- 1 4 受信感度制御回路
- 1 5 受信遅延制御回路
- 2 0 信号発生器
- 3 0 送信駆動回路
- 4 0 探触子（プローブ）
- 5 0 アンプ

- 6 0 受信遅延回路
- 6 1 ログ変換回路
- 6 2 検波回路
- 6 3 A/D変換回路
- 6 4 画像メモリ
- 6 5 画像解析部
- 6 6 画像処理部
- 6 7 3D画像構成部
- 6 8 DSC
- 6 9 D/A変換回路
- 7 0 画像表示部
- 1 1 1、1 3 0 光源
- 1 1 2、1 6 1 分光器
- 1 1 3 光ファイバーアレイ
- 1 1 3 a、1 1 3 b、1 1 3 c、… 光ファイバー
- 1 1 4 超音波検出素子
- 1 1 4 a、1 1 4 b、1 1 4 c、… ファブリーペロー共振器 (F P R)
- 1 1 5 結像系
- 1 1 6、1 4 0、1 6 6 光検出器
- 1 3 1、1 5 0 レーザ共振器
- 1 3 2 ビーム拡大器
- 1 3 3、1 6 4 プリズム
- 1 3 4 間隙部
- 1 3 5 オプティカルフラット
- 1 3 6 スペーサ
- 1 4 1 圧電素子
- 1 4 2 吸音層
- 1 4 3 音響レンズ
- 1 5 1 全反射ミラー

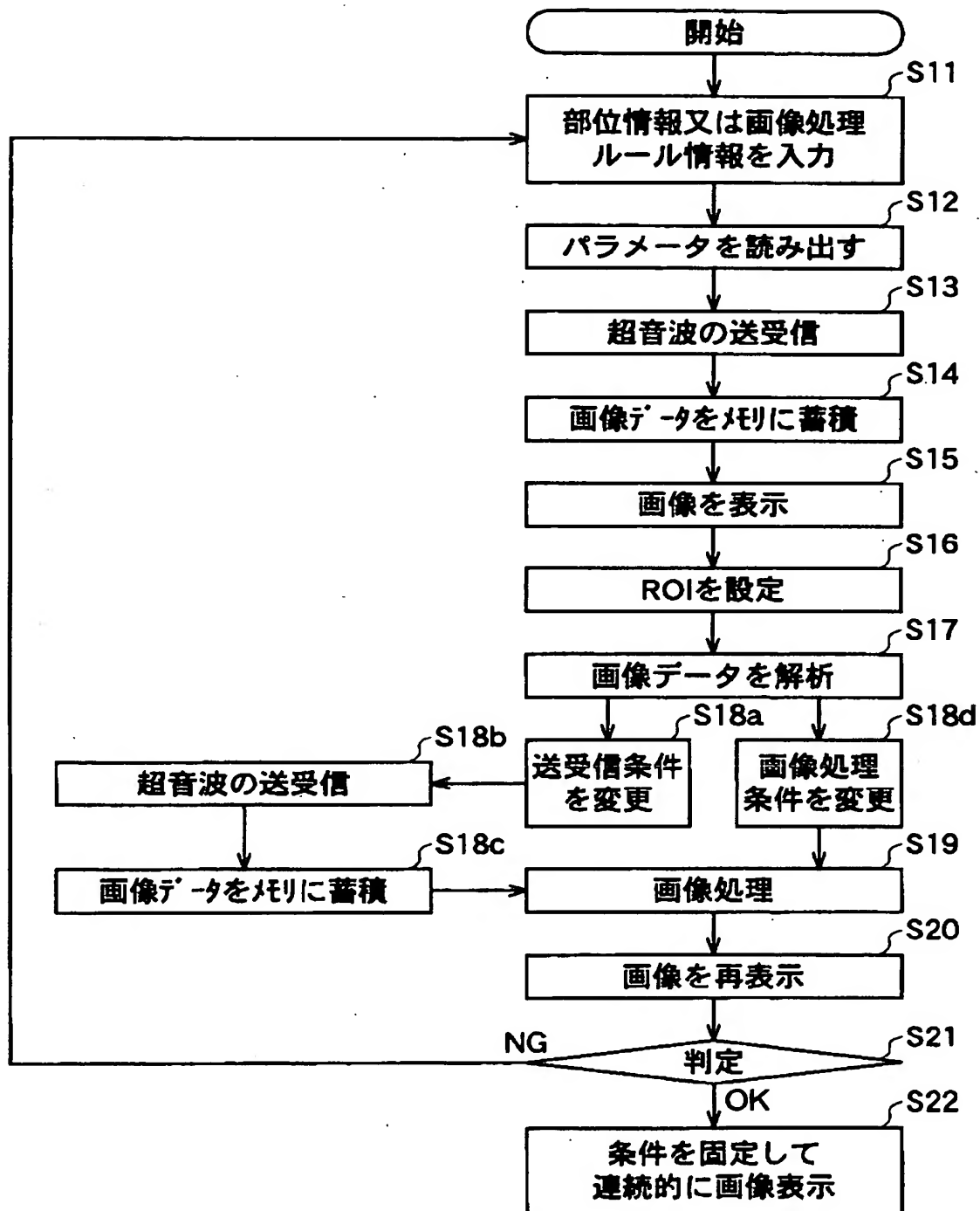
- 1 5 2 レーザ活性物質
- 1 5 3 透過ミラー
- 1 6 0 干渉光学系
- 1 6 2 部分反射ミラー
- 1 6 3 周波数シフター
- 1 6 5 レンズ
- 1 7 1 アンプ
- 1 7 2 復調手段
- 1 7 3 積分処理手段
- 1 7 4 波形表示部
- 1 7 5 波形記憶部

【書類名】 図面

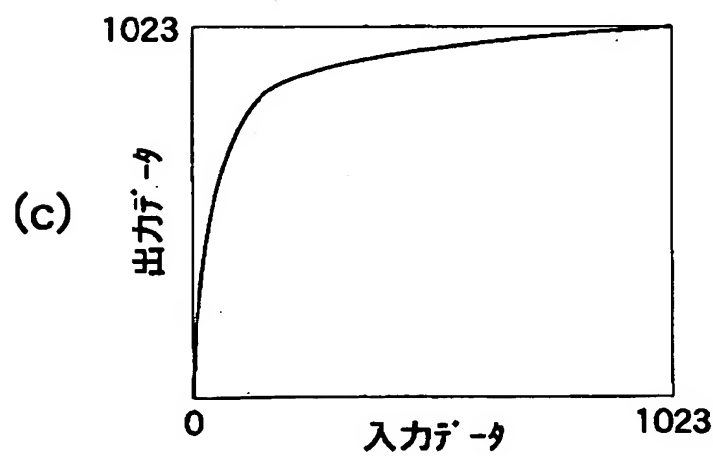
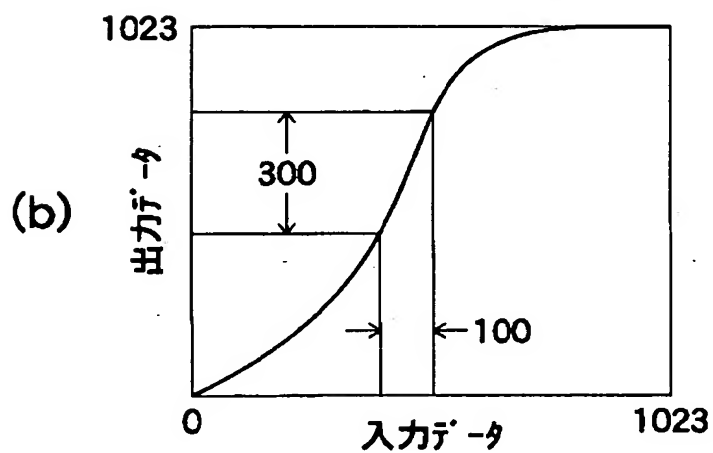
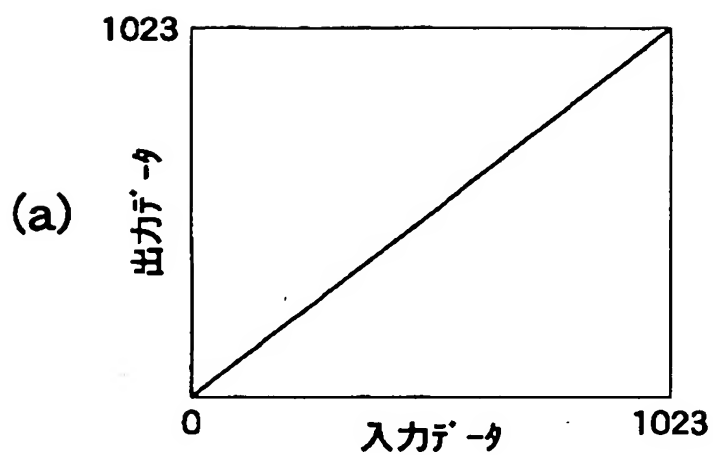
【図 1】



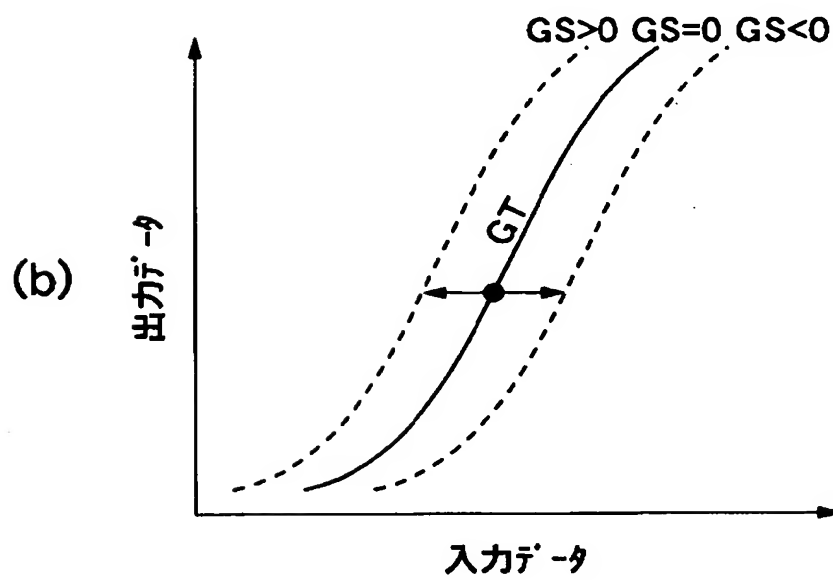
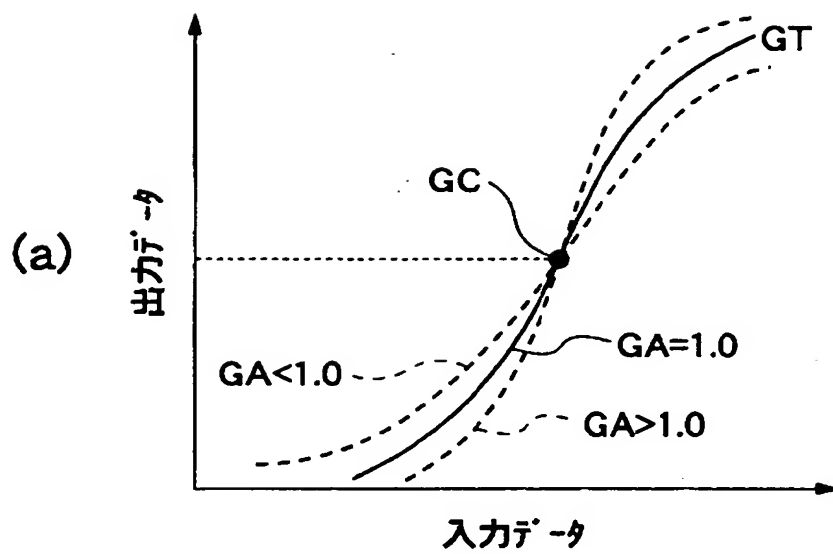
【図 2】



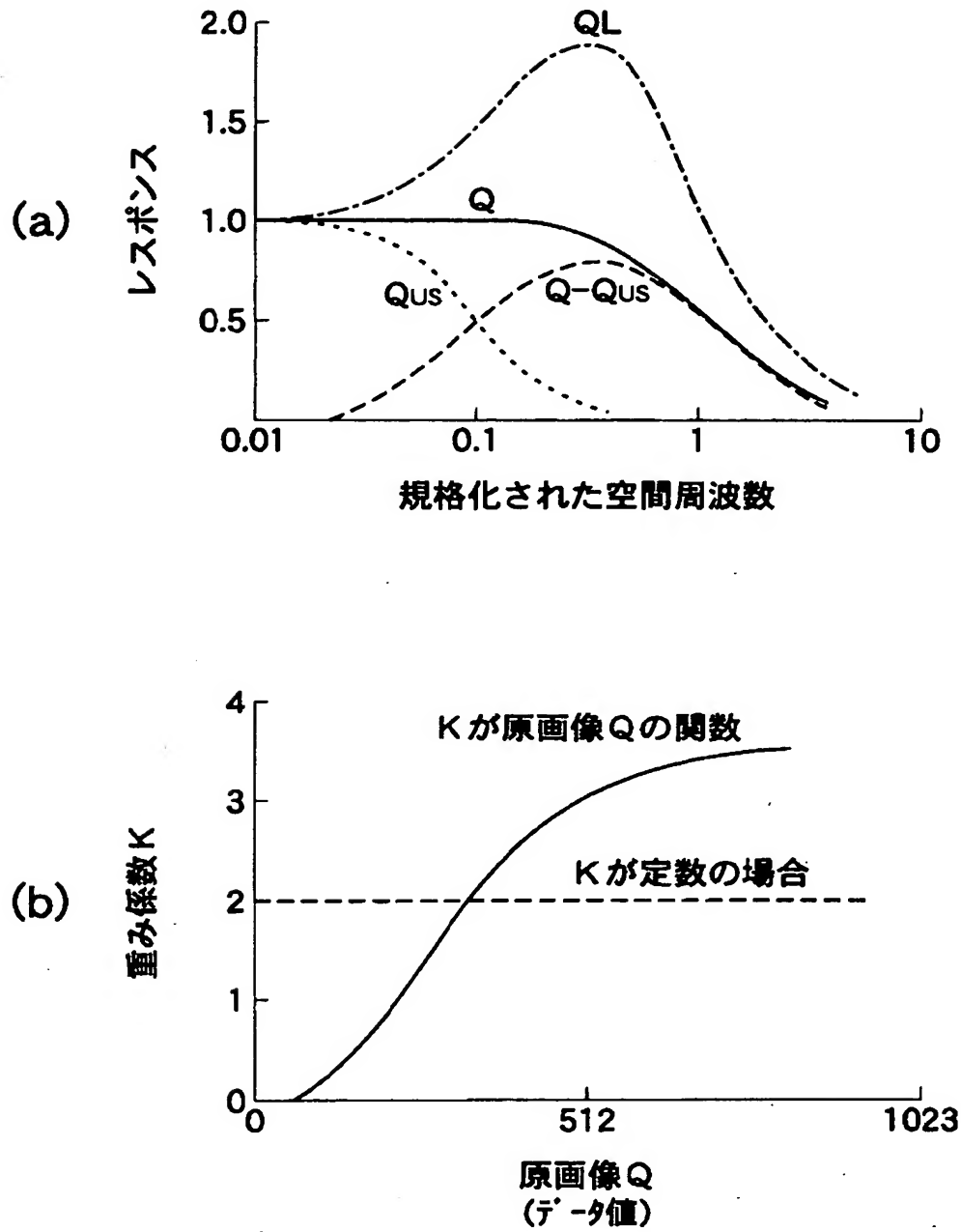
【図 3】



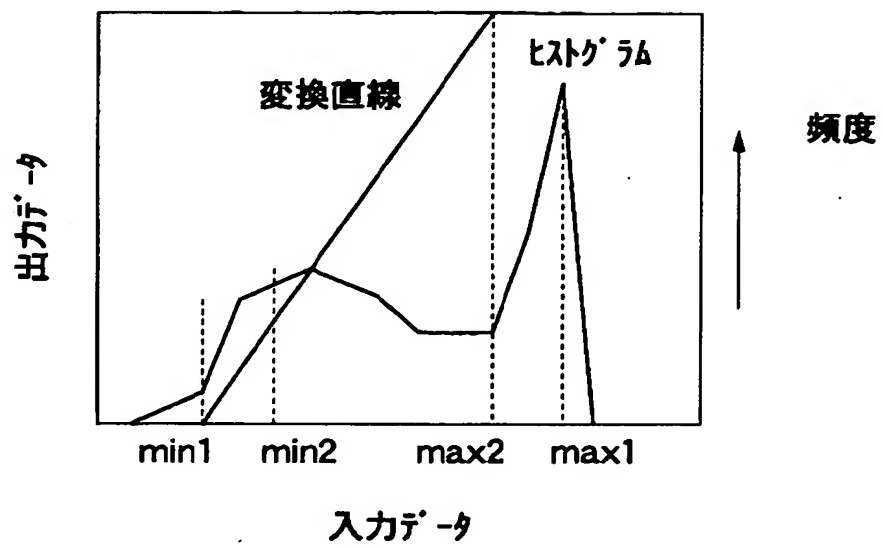
【図4】



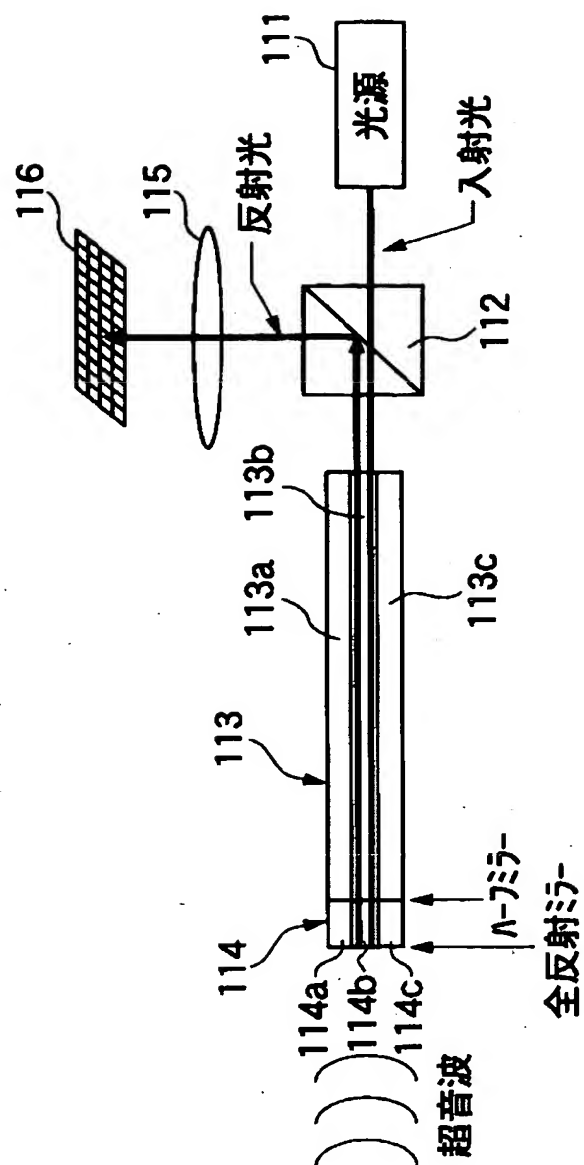
【図 5】



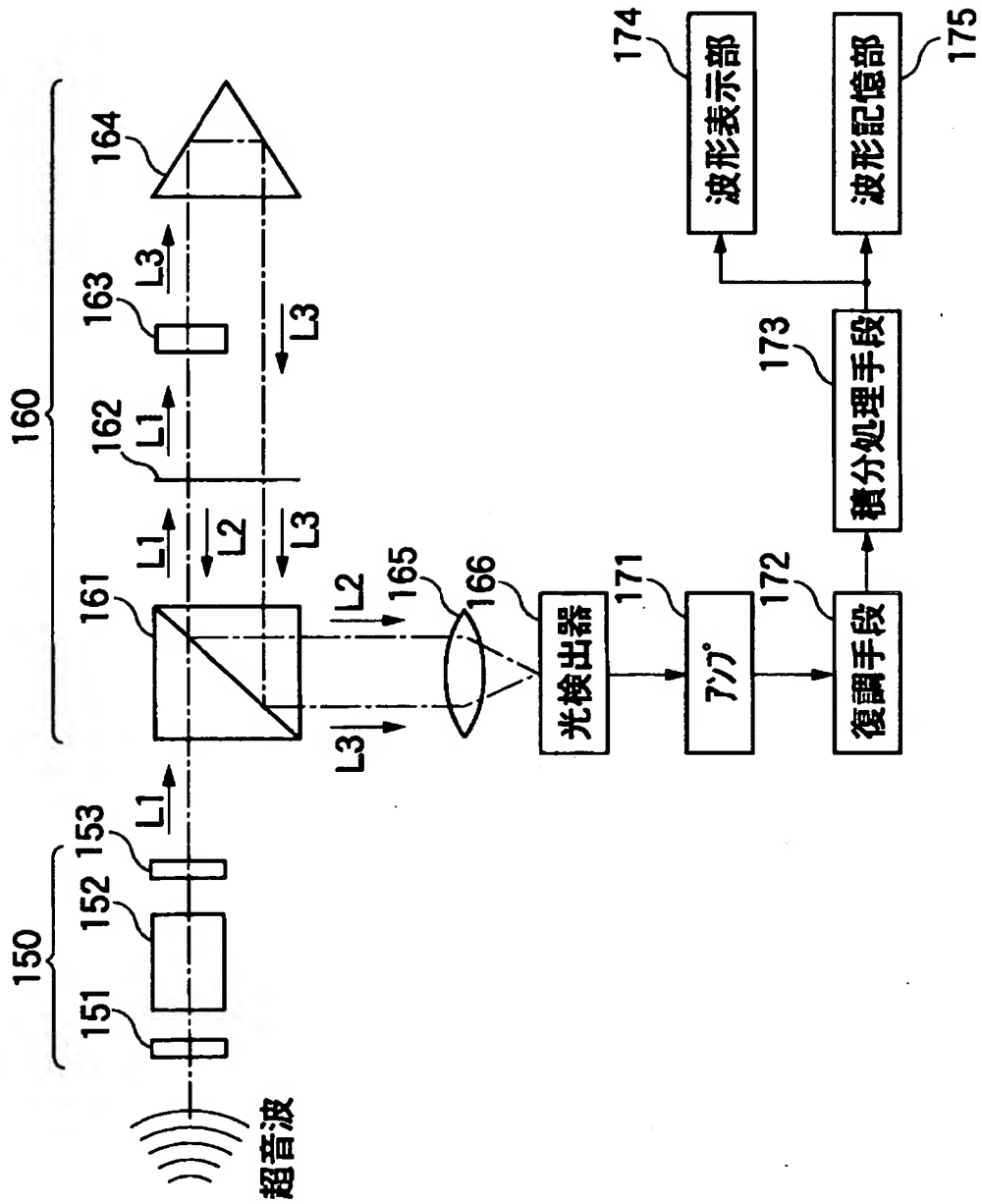
【図 6】



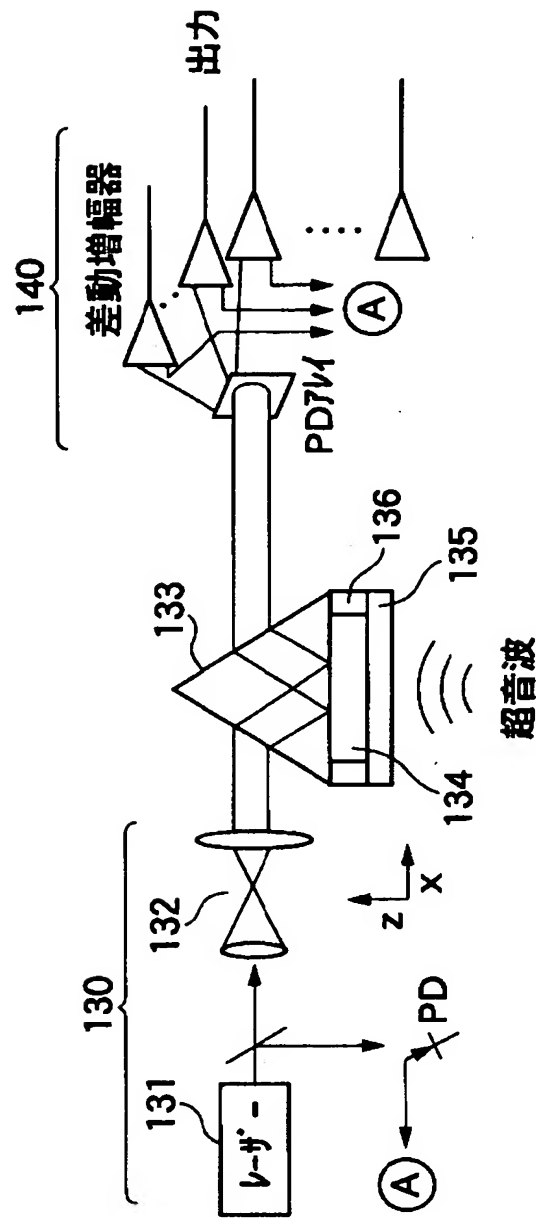
【図 7】



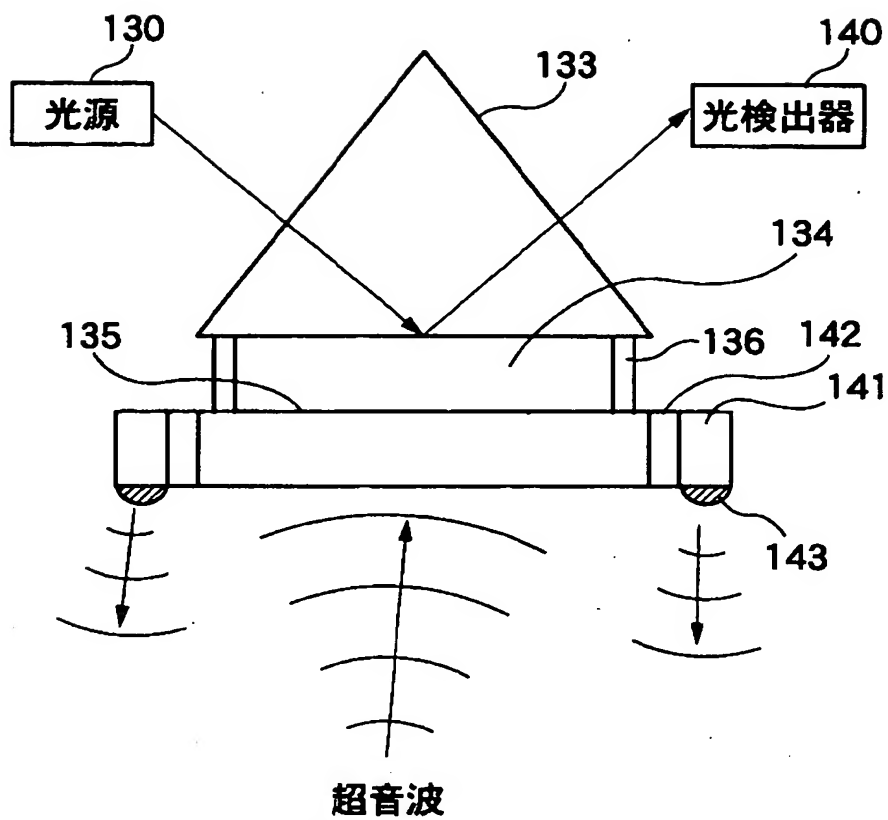
【図8】



【図 9】



【図10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 画面中の関心領域において画像を最適にする送受信条件や画像処理条件を、被検体のそれぞれの部位等について簡単に設定できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波送受信部 1 1 ～ 6 2 と、画像表示部に表示された画像上で所望の領域を設定するために用いられる領域設定部 4 と、領域設定部を用いて設定された所望の領域について画像データを解析する画像解析部 6 5 と、画像処理部 6 6 と、被検体の部位に関する部位情報等を入力するための情報入力部 3 と、送受信条件又は画像処理条件に関するパラメータを部位情報等に対応して記憶するパラメータ記憶部 2 と、画像解析部における解析結果と部位情報等に対応するパラメータとに従って送受信動作又は画像処理動作を制御する制御部 1 0 と、画像表示部 7 0 とを具備する。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2001-005995
受付番号	50100040712
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成13年 1月17日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成13年 1月15日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日	1990年 8月14日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社